



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107582042 A

(43)申请公布日 2018.01.16

(21)申请号 201710548826.5

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2017.07.06

(30)优先权数据

15/202990 2016.07.06 US

(71)申请人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司

地址 以色列约克尼姆

(72)发明人 O.伊云 N.萨洛蒙 G.吉瓦蒂
E.古兹 V.鲁宾斯泰恩 M.巴-塔
M.兹夫-阿里

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 郑浩 付曼

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

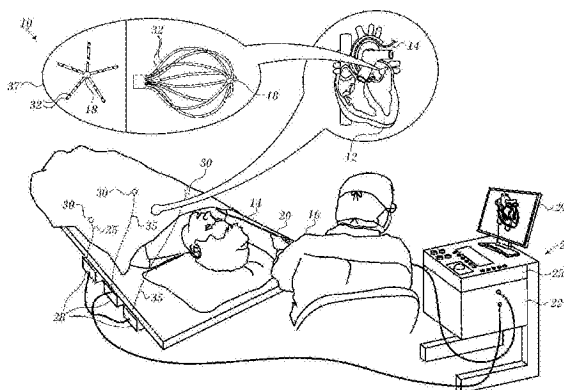
权利要求书3页 说明书8页 附图10页

(54)发明名称

多个电解剖图的自动创建

(57)摘要

本发明题为“多个电解剖图的自动创建”。以多个通道记录心脏电描记图。根据搏动的形态学特征与一组模板的成员的相似性,自动地将搏动归类为相应的分类。由分类的搏动生成心脏的相应电解剖图。



1. 一种方法,所述方法包括以下步骤:

以多个通道记录活体受检者的心脏的电描记图,所述电描记图包括具有形态学特征的多个搏动;

根据所述搏动的所述形态学特征与一组模板的成员的相似性,自动地将所述搏动置于相应的分类中;以及

从所述相应的分类中的所述搏动生成所述心脏的多个电解剖图。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中记录采用多个电极来执行以产生多个相应的电描记图。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中所述一组模板包括预定义的模板。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中将所述搏动置于相应的分类中包括以下步骤:

计算所有所述通道中所选择的搏动的实例与所述一组模板的所述成员之间的相应总体相关性;以及

当所述总体相关性中最高排名的总体相关性超过预定义的相关性阈值时,将所选择的搏动与所述一组模板的具有所述总体相关性中所述最高排名的总体相关性的成员相关联。

5. 根据权利要求4所述的方法,所述方法还包括以下步骤:

当所述总体相关性中没有一个超过所述预定义的相关性阈值时,用所选择的搏动创建所述一组模板的新成员。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中将所述搏动置于相应的分类中包括以下步骤:

用所选择的搏动创建所述一组模板的新成员;

计算所有所述通道中所选择的搏动的实例与所述新成员之间的总体相关性;以及

当所述总体相关性超过预定义的相关性阈值时,将所选择的搏动与所述新成员相关联。

7. 根据权利要求6所述的方法,其中计算总体相关性包括:

计算所述通道中所选择的搏动的实例与所述新成员之间的相应相关性;以及

根据所述电描记图中所选择的搏动的实例的最大信号幅值,对所述相应相关性进行加权。

8. 根据权利要求6所述的方法,所述方法还包括:

当所述总体相关性未能超过所述预定义的相关性阈值时:

使所述电描记图的相位偏移;以及

然后对计算和关联步骤进行迭代。

9. 一种装置,所述装置包括:

探头,所述探头在其远侧部分上具有多个电极;

电路,所述电路用于在所述探头处于活体受检者的心脏中的位置处时从所述电极记录相应的时变电描记图;

存储器,所述存储器用于存储所述电描记图;

显示器;以及

处理器,所述处理器连接到所述存储器并且操作用于执行以下步骤:

以多个通道记录所述电描记图,所述电描记图包括具有形态学特征的多个搏动;

根据所述搏动的所述形态学特征与一组模板的成员的相似性,自动地将所述搏动置于

相应的分类中,以及

从所述相应的分类中的所述搏动生成所述心脏的多个电解剖图;以及
在所述显示器上呈现所述标测图。

10. 根据权利要求9所述的装置,其中所述一组模板包括预定义的模板。

11. 根据权利要求9所述的装置,其中将所述搏动置于相应的分类中包括以下步骤:

计算所有所述通道中所选择的搏动的实例与所述一组模板的所述成员之间的相应总体相关性;以及

当所述总体相关性中最高排名的总体相关性超过预定义的相关性阈值时,将所选择的搏动与所述一组模板的具有所述总体相关性中所述最高排名的总体相关性的成员相关联。

12. 根据权利要求11所述的装置,其中所述处理器操作用于执行以下步骤:

当所述总体相关性中没有有一个超过所述预定义的相关性阈值时,用所选择的搏动创建所述一组模板的新成员。

13. 根据权利要求9所述的装置,其中将所述搏动置于相应的分类中包括以下步骤:

用所选择的搏动创建所述一组模板的新成员;

计算所有所述通道中所选择的搏动的实例与所述新成员之间的总体相关性;以及

当所述总体相关性超过预定义的相关性阈值时,将所选择的搏动与所述新成员相关联。

14. 根据权利要求13所述的装置,其中计算总体相关性包括:

计算所述通道中所选择的搏动的实例与所述新成员之间的相应相关性;以及

根据所述电描记图中所选择的搏动的所述实例的最大信号幅值,对所述相应相关性进行加权。

15. 根据权利要求13所述的装置,其中所述处理器操作用于执行以下步骤:

当所述总体相关性未能超过所述预定义的相关性阈值时:

使所述电描记图的相位偏移;以及

然后对计算和关联步骤进行迭代。

16. 一种计算机软件产品,所述计算机软件产品包含其中存储计算机程序指令的非暂态计算机可读存储介质,所述指令在由计算机执行时,使得所述计算机执行以下步骤:

以多个通道接受活体受检者的心脏的电描记图,所述电描记图包括具有形态学特征的多个搏动;

根据所述搏动的所述形态学特征与一组模板的成员的相似性,自动地将所述搏动置于相应的分类中;以及

从所述相应的分类中的所述搏动生成所述心脏的多个电解剖图。

17. 根据权利要求16所述的计算机软件产品,其中将所述搏动置于相应的分类中包括以下步骤:

计算所有所述通道中所选择的搏动的实例与所述一组模板的所述成员之间的相应总体相关性;以及

当所述总体相关性中最高排名的总体相关性超过预定义的相关性阈值时,将所选择的搏动与所述一组模板的具有所述总体相关性中所述最高排名的总体相关性的成员相关联。

18. 根据权利要求17所述的计算机软件产品,其中所述计算机还被指示执行以下步骤:

当所述总体相关性中没有一个超过所述预定义的相关性阈值时,用所选择的搏动创建所述一组模板的新成员。

19. 根据权利要求16所述的计算机软件产品,其中将所述搏动置于相应的分类中包括以下步骤:

用所选择的搏动创建所述一组模板的新成员;

计算所有所述通道中所选择的搏动的实例与所述新成员之间的总体相关性;以及

当所述总体相关性超过预定义的相关性阈值时,将所选择的搏动与所述新成员相关联。

20. 根据权利要求19所述的计算机软件产品,其中计算总体相关性包括:

计算所述通道中所选择的搏动的实例与所述新成员之间的相应相关性;以及

根据所述电描记图中所选择的搏动的所述实例的最大信号幅值,对所述相应相关性进行加权。

21. 根据权利要求19所述的计算机软件产品,所述计算机软件产品还包括:

当所述总体相关性未能超过所述预定义的相关性阈值时:

使所述电描记图的相位偏移;以及

然后对计算和关联步骤进行迭代。

多个电解剖图的自动创建

[0001] 版权声明

[0002] 本专利文献的公开内容的一部分包括受版权保护的材料。版权所有者不反对任何人照专利和商标办公室专利文件或记录原样复制本专利文件或专利公开内容,但除此之外版权所有者保留所有相关的版权。

背景技术

1. 技术领域:

[0003] 本发明涉及身体生物电信号的检测、测量或记录。更具体地,本发明涉及心脏的电解剖图的生成。

[0004] 2. 相关领域描述:

[0005] 表1中给出了本文使用的某些首字母缩略词和缩写的含义。

[0006] 表1-首字母缩略词和缩写

[0007]

LAT	局部激活时间
ECG	心电图

[0008] 心律失常诸如心房纤颤是发病和死亡的重要原因。授予Ben Haim的两个共同转让的美国专利No.5,546,951和美国专利No.6,690,963;以及PCT申请WO 96/05768公开了用于感测作为心脏内的精确位置的函数的心脏组织的电性能(例如局部激活时间)的方法,这些专利均以引用方式并入本文。使用一个或多个导管来获取数据,该一个或多个导管在其推进到心脏中的远侧末端中具有电传感器和位置传感器。基于这些数据创建心脏的电活动的标测图的方法在授予Reisfeld的两个共同转让的美国专利No.6,226,542和美国专利No.6,301,496中有所公开,,所述专利以引用方式并入本文。如这些专利所指出的那样,通常最初在心脏的内表面上的约10个至约20个点上测量位置和电活动。这些数据点然后通常足以生成心脏表面的初步重构或标测图。初步标测图常常与在附加点处获取的数据进行组合,以生成心脏的电活动的更全面的标测图。实际上,在临床环境中,积累100个或更多个位点处的数据以生成心室电活动的详细且全面的标测图并不少见。然后,生成的详细标测图可用作决定治疗行动过程(例如组织消融)的基础,以改变心脏的电活动的传播并恢复正常心律。

[0009] 照惯例,可以在由电解剖记录生成的单个电解剖图上观察特定类型的心律失常,心律失常通过心律失常的信号形态来表征。存在于电记录中的其它心律失常通常被手动删除。如果医师检测到几种形态,那么他可以创建具有多态搏动的混合标测图,并且稍后通过将点移动到新的打开的标测图上来将它们分开。

发明内容

[0010] 本发明的实施方案使用电解剖记录来生成可能存在于一组数据中的各种心律失

常的多个标测图。用户可同时使用所有可用数据。即使在标测特定的心律失常时,在附加标测图上记录和获取表示不同心律失常的心动周期(本文也称为“搏动”)或将其保存到储存库。

[0011] 在会话期间,患者可表现出各种心律失常状态。例如,患者可呈现窦性节律、阵发性室收缩、心房扑动和室性心动过速之间的各种组合和子组合的转变。各种心律失常影响电解剖图。本发明的实施方案在形态学上分析心内电描记图以识别具有各种心律失常的搏动,并同时生成相应的电解剖图。避免了分开各种形态以便创建对应于相应心律失常的单独标测图的单独操作的必要性。

[0012] 根据本发明的实施方案,基于不同心律失常的信号形态的相应模板,自动创建多个标测图。用于准备标测图的信号可以是心脏内信号或体表信号。

[0013] 在一个实施方案中,提供了表示某种心律失常的预定义模板。在用户采集心室中的数据的同时,可实时地将每个搏动的形态与模板进行比较。标测图基于形态接受或拒绝搏动。

[0014] 在另一个实施方案中,基于记录的搏动形态自适应地准备不同心律失常的模板。

[0015] 根据本发明的实施方案提供了一种方法,其通过以下步骤进行:以多个通道记录活体受检者的心脏的电描记图,根据搏动的形态学特征与一组模板的成员的相似性,自动地将电描记图的搏动置于相应的分类中,以及从相应分类中的搏动生成心脏的多个电解剖图。

[0016] 根据该方法的一个方面,记录采用多个电极来执行以产生多个相应的电描记图。

[0017] 根据该方法的附加方面,该组模板是预定义的。

[0018] 在该方法的另一方面,将搏动置于相应的分类中包括计算所有通道中的所选择的搏动的实例与该组模板的成员之间的相应总体相关性,以及在相关性超过预定义的相关性阈值时,将所选择的搏动与该组模板的具有最高排名相关性的成员相关联。

[0019] 当总体相关性中没有一个超过预定义的相关性阈值时,该方法还通过使用所选择的搏动创建该组模板的新成员来进行。

[0020] 在该方法的另外的方面,将搏动置于相应的分类中是通过以下步骤进行的:用所选择的搏动创建该组模板的新成员,计算所有通道中所选择的搏动的实例与新成员之间的总体相关性,以及当总体相关性超过预定义的相关性阈值时将所选择的搏动与新成员相关联。

[0021] 根据该方法的另一方面,计算总体相关性包括计算通道中的所选择的搏动的实例与新成员之间的相应的相关性,以及根据电描记图中所选择的搏动的实例的最大信号幅值对相应的相关性进行加权。

[0022] 当总体相关性未能超过预定义的相关性阈值时,通过使电描记图的相位偏移并且然后对计算和关联步骤进行迭代来进行该方法的另一方面。

[0023] 根据本发明的实施方案还提供了一种装置,该装置包括:在其远侧部分上具有多个电极的探头;当探头处于活体受检者的心脏中的位置处时用于从电极记录相应的时变电描记图的电路;用于存储电描记图的存储器;显示器;以及处理器。该处理器连接到存储器并且操作于:以多个通道记录活体受检者的心脏的电描记图;根据搏动的形态学特征与一组模板的成员的相似性,自动将电描记图的搏动置于相应的分类中;以及从相应分类中

的搏动生成心脏的多个电解剖图,并在显示器上呈现该标测图。

[0024] 根据本发明的实施方案还提供了一种计算机软件产品,该计算机软件产品包含其中存储计算机程序指令的非暂态计算机可读存储介质,在该指令由计算机执行时,使得计算机执行包括以下步骤的方法:以多个通道接受活体受检者的心脏的电描记图;根据搏动的形态学特征与一组模板的成员的相似性,自动地将电描记图的搏动置于相应的分类中;以及从相应分类中的搏动生成心脏的多个电解剖图。

附图说明

[0025] 为更好地理解本发明,就本发明的详细说明以举例的方式做出参考,该详细说明应结合以下附图来阅读,其中给予类似的元件类似的附图标号,并且其中:

[0026] 图1为根据本发明的实施方案的用于评估活体受检者的心脏中的电活动的系统的图解示意图;

[0027] 图2为根据本发明的实施方案的用于准备心脏的电解剖图的方法的流程图;

[0028] 图3为根据本发明的实施方案的示出信号分析算法的操作的示意性框图;

[0029] 图4为根据本发明的实施方案的形态匹配滤波器的框图;

[0030] 图5为根据本发明的实施方案的图4中所示的滤波器的详细框图;

[0031] 图6为根据本发明的实施方案的相关性计算的图形表示;

[0032] 图7为根据本发明的实施方案的总体加权相关性的图形表示;

[0033] 图8为根据本发明的实施方案的用于将相移引入到周期性心脏电描记图中的方法的图形表示;

[0034] 图9为根据本发明的实施方案的多个电解剖图创建的方法的流程图;

[0035] 图10为从根据本发明的实施方案分析的心内电描记图获得的一组搏动的图表;以及

[0036] 图11为示出根据本发明的实施方案的图10中所示的电描记图与所选择的参考模板之间的相关性的图表。

具体实施方式

[0037] 在以下的具体实施方式中,示出了许多具体细节,以便提供对本发明的各种原理的全面理解。然而,对于本领域的技术人员而言将显而易见的是,并非所有这些细节都是实施本发明所必需的。在这种情况下,未详细示出熟知的电路、控制逻辑部件以及用于常规算法和过程的计算机程序指令的细节,以免不必要地使一般概念模糊不清。

[0038] 以引用方式并入本文的文献将被视作本申请的整体部分,不同的是,就任何术语在这些并入的文献中以与本说明书中明确或隐含地作出的定义矛盾的方式定义而言,应仅考虑本说明书中的定义。

[0039] 定义:

[0040] “注释”或“注释点”是指电描记图上被认为指示感兴趣事件的时间点。在本公开中,事件通常是如由电极所感测的电波的传播的局部激活时间。

[0041] 电描记图中的“活动”在本文中用于指示电描记图信号中的不同突发性区或波动变化。此类区可被识别为在基线信号的区之间是突出的。在本公开中,“活动”更多地是指穿

过心脏的一个或多个电传播波在电描记图上的表现。

[0042] “波”是指心脏的标测区域内的连续电传播。

[0043] 综述:

[0044] 现在转到附图,首先参考图1,其为用于对活体受检者的心脏12执行消融手术的系统10的图解示意图,系统10是根据本发明的公开实施方案构造和操作的。该系统包括导管14,由操作者16将导管14经由皮肤穿过患者的血管系统插入到心脏12的腔室或血管结构中。操作者16,通常为医师,使导管的远侧末端18例如在消融目标位点处与心脏壁接触。可根据公开于美国专利No.6,226,542和No.6,301,496中以及公开于共同转让的美国专利No.6,892,091和名称为“复杂碎裂心房电描记图的标测”的美国专利申请公布No.20070197929中的方法来准备电活动标测图,这些专利的公开内容均以引用方式并入本文。

[0045] 系统10可包括用合适的软件编程以用于进行下文所述功能的通用或嵌入式计算机处理器。因此,尽管本文中的其它附图所示的系统10的部分被示出为包括多个单独的功能块,但这些块未必为单独的物理实体,而是可表示例如存储在可由处理器访问的存储器中的不同的计算任务或数据对象。这些任务可在运行于单个处理器上或运行于多个处理器上的软件中进行。该软件可在有形非暂态介质(诸如CD-ROM或非易失性存储器)上被提供给一个处理器或多个处理器。另选地或除此之外,系统10可包括数字信号处理器或硬连线逻辑部件。一种采用系统10的元件的商品可以**CARTO[®]3**系统购自Biosense Webster, Inc., 3333 Diamond Canyon Road, Diamond Bar, CA 91765。该系统可由本领域的技术人员进行修改以体现本文所述的本发明的原理。

[0046] 可通过施加热能对例如通过电活动标测图评估确定为异常的区域进行消融,例如,通过使射频电流通过导管中的金属线传导至远侧末端18处的一个或多个电极,这些电极将向心肌施加射频能量。能量被吸收在组织中,从而将组织加热到组织永久性地失去其电兴奋性的点(通常为约50℃)。在成功后,该手术在心脏组织中创建非传导性消融灶,这些消融灶可中断导致心律失常的异常电通路。本发明的原理可应用于不同的心室,以诊断并治疗多种不同的心律失常。

[0047] 导管14通常包括柄部20,在柄部上具有合适的控制器,以使操作者16能够根据消融的需要对导管的远侧端部进行操纵、定位和定向。为了协助操作者16,导管14的远侧部分包括向位于控制台24中的处理器22提供信号的位置传感器(未示出)。处理器22可履行如下所述的若干处理功能。

[0048] 导管14为典型的多电极导管,该导管可为如球囊37的上部部分中所示的篮形导管或如下部部分中所示的样条导管。在存在多个电极32的任何情况下,这些电极用作感测电极并在篮形或样条上具有已知位置,并且彼此关系已知。因此,一旦导管例如通过构建当前位置标测图定位于心脏中,则心脏中电极32中的每一个的位置为已知的。一种用于生成当前位置标测图的方法描述于授予Bar Tal等人的共同转让美国专利No.8,478,383中,该专利以引用方式并入本文。

[0049] 可以使电信号经由缆线34从位于导管14的远侧末端18处或附近的电极32在心脏12和控制台24之间来回传送。可以通过缆线34和电极32将起搏信号和其它控制信号从控制台24传送至心脏12。

[0050] 线连接件35将控制台24与体表电极30和用于测量导管14的位置和取向坐标的定位子系统的其它部件连接在一起。处理器22或另一个处理器(未示出)可为定位子系统的元件。电极32和体表电极30可用于如在以引用方式并入本文的授予Govari等人的美国专利No.7,536,218中所教导的消融位点处测量组织阻抗。温度传感器(未示出),通常为热电偶或热敏电阻器,可安装在导管14的远侧末端18附近。

[0051] 控制台24通常包括一个或多个消融功率发生器25。导管14可适于使用任何已知的消融技术将消融能量传导到心脏,所述技术例如射频能量、超声能量和激光产生的光能。此类方法公开于共同转让的美国专利No.6,814,733、No.6,997,924和No.7,156,816中,这些专利以引用方式并入本文。

[0052] 在一个实施方案中,定位子系统包括磁定位跟踪构造,该磁定位跟踪构造使用磁场生成线圈28通过以预定义的工作容积生成磁场并感测在导管处的这些磁场来确定导管14的位置和取向。在以引用方式并入本文的美国专利No.7,756,576以及以上提到的美国专利No.7,536,218中描述了该定位子系统。

[0053] 如以上所提到的,导管14耦合到控制台24,这使操作者16能够观察并调控导管14的功能。控制台24包括处理器,优选为具有适当信号处理电路的计算机。该处理器耦合以驱动监控器29。信号处理电路通常接收、放大、过滤并数字化来自导管14的信号,这些信号包括由以上提到的传感器和位于导管14远侧的多个位置感测电极(未示出)生成的信号。控制台24和定位系统接收并使用数字化信号,以计算导管14的位置和取向,并如下文另外详细描述所述分析来自电极的电信号。

[0054] 通常,系统10包括为简明起见而未示出于附图中的其它元件。例如,系统10可包括心电图(ECG)监控器,其耦合用于接收来自一个或多个体表电极的信号,以便为控制台24提供ECG同步信号。如上文提及,系统10通常还包括基准位置传感器,其位于附接于受检者身体外部的外加基准补片上,或者位于插入心脏12中并相对于心脏12保持在固定位置的内置导管上。系统10可从外部成像模态诸如MRI单元等接收图像数据,并且系统10包括图像处理器,该图像处理器可结合在处理器22中或由处理器22调用以用于生成并显示如下所述的图像。

[0055] 现在参见图2,该图是根据本发明的实施方案的用于准备心脏的电解剖图的方法的高级流程图。为了呈现清楚,在图2和本文其它流程图中以特定线性序列示出了过程步骤。然而,将显而易见的是,这些步骤中的多个可并行地、异步地或以不同的顺序执行。本领域的技术人员还应当理解,另选地,过程可例如在状态图表中被表示为多个相互联系的状态或事件。此外,可能不需要所有示出的过程步骤来实施该方法。

[0056] 在初始步骤39处,心脏照惯例但不一定用多电极标测导管进行导管插入。导管,诸如可购自Biosense Webster的**PentaRay[®] NAV**或**Navistar[®] Thermocool[®]**导管适用于初始步骤39。导管的电极被放置成与心室中一个中的相应位置电流接触。除此之外或另选地,可记录ECG读数。

[0057] 接下来,在步骤41处,用导管的多个电极记录并注释心内电描记图,每个电极具有相应的位置,该位置可使用系统10(图1)的位置跟踪能力来确定。可同时获得并处理该记录。当导管在心脏内导航时,可记录电描记图并在整个导管插入术期间采集数据。除此之外或另选地,数据可以以“搜索模式(hunting mode)”采集,其中导管在位置中稳定,并且操作

者一般等待节律改变或特定的心律失常的出现。可使用单极或双极电极配置来采集数据。

[0058] 可使用名称为“用于标测窦性节律期间的心室/心房早搏的方法”的共同转让的美国专利申请公布No.20150073246、名称为“激活波前的混合双极/单极检测”的美国专利No.9,380,953以及名称为“用于心房纤颤注释的双重双极配置”的美国专利公布No.20150208942的教导内容来执行心内电描记图的注释,这些专利以引用方式并入本文。

[0059] 接下来,执行搏动获取步骤43。步骤43包括模板选择步骤45和模板匹配步骤47,其中心内电描记图的形态自动地与模板逐个搏动地匹配。步骤43还包括步骤49,其中经分类的搏动数据累积在相应的存储装置中。

[0060] 然后,在最终步骤51处,对于在步骤43中识别的每个类,自动生成功能性电解剖图,例如,LAT标测图。

[0061] 心律失常识别:

[0062] 在会话期间,患者可表现出各种心律失常状态。例如,患者可呈现窦性心律、阵发性心室收缩、心房扑动和室性心动过速之间的各种组合和子组合的转变。各种心律失常影响电解剖图。本发明的实施方案在形态学上分析心内电描记图以识别具有各种心律失常的搏动、检测所有的形态学模板并同时生成相应的电解剖图。每个标测图包括对应于相应模板的形态学搏动并因此表示相同的心律失常。

[0063] 现在参见图3,该图是根据本发明的实施方案的示出信号分析算法的操作的示意性框图。该算法用表示心率失常的模板在形态学上识别搏动。该算法由处理器53执行。从体表电极或内部单极或双极电极获得包括经处理的信号55的输入数据。输入数据包括参考注释57、图案59和相关性阈值61,所有输入均提交给形态匹配滤波器63。算法的输出包括接受的搏动65、搏动与单个通道的相关性67以及总体幅值加权相关性69。输出可呈现在显示器71上。在一些应用中,可通过相对于ECG信号移动模板来连续执行相关性计算,而不是将模板定位在预定的离散点周围。

[0064] 现在参见图4,该图是根据本发明的实施方案的形态匹配滤波器63(图3)的详细框图。滤波器63产生单通道相关性67、总体加权相关性69和相移指示符73。

[0065] 现在参见图5,该图是根据本发明的实施方案的滤波器63(图4)的更详细的框图。在块75处一起输入图案模板与电描记图。模板是根据电极读数自动且自适应地准备的。在每个电描记图中的注释周围,使用已知方法自动定义定义搏动的感兴趣窗口。

[0066] 然后在块77处,在模板通道中的每个与在块75处输入的电描记图中的每个之间进行单通道相关。

[0067] 接下来,在块79处,计算电描记图与模板之间的总体加权相关性。详情呈现于下面的图7的讨论中。

[0068] 在块81处,相移被反馈到块77的输入,并且用相移信号重复迭代,以便最大化块79中的加权相关性,如以下另外详细说明了。可将相移信号施加至模板或电极数据。

[0069] 最后,在块83中,作出接受或拒绝搏动并报告在块79中获得的相关性的决定。

[0070] 现在参见图6,该图是块77(图5)中的计算的图形表示。在块85中,对于每个模板(指示为图案i)和块87中的每个电描记图,使用指出的相关性公式在块89中计算相关性。结果输出于块91中。

[0071] 现在参见图7,该图是总体加权相关性(相关性69,图4;块79,图5)的计算的图形表

示。以举例的方式假设12导联心电图。然而,该方法适用于任何数量的电极,例如在如上所述的多电极导管中。

[0072] 输出于块91(图6)中的从多个引线获得的相关性由块93表示。ECG通道在其注释和整个心动周期时的幅值的绝对值分别由块95、块97表示。使用来自块93、块95、块97的输入并使用所示公式在块99中计算总体加权相关性。结果输出于块101中。

[0073] 现在参见图8,该图是由块81(图5)表示的反馈的详细图形表示,该反馈在单独电描记图中的每个中产生相移,以便优化总体加权相关性(图7)。将由块103表示的预定义相关性阈值与图8中由块105表示的整体相关性69(图4)进行比较。在块107中将结果添加到以下所述的相移(k)(块109)。如果没有达到相关性阈值,则所有通道的相位都被偏移并用于相关性算法的下一迭代,以在块111、113中产生单个通道的新的相关性以及新的总体相关性。可将相移信号施加至模板或电极数据。

[0074] 在块115处,确定在块113中产生的偏移的总体相关性是否优于在反馈回路的先前迭代中获得的总体相关性。如果是,则在块117中更新总体相关性。

[0075] 如果不是,或者在块117中的更新之后,在判定块119中确定循环迭代的数量是否已经达到预定的极限。如果当前相位的值尚未达到极限,则在块109中执行相移并迭代循环。

[0076] 否则,在判定块121中,确定总体相关性的当前值是否超过输入在块103中的相关性阈值。如果是,则在块123中在对应的标测图中接受当前心动周期搏动。如果不是,则在块125中拒绝当前搏动并从标测图中排除该当前搏动。在任何情况下,均在块127、129中的一个中报告总体相关性的当前值。

[0077] 多个标测图的创建:

[0078] 现在参见图9,该图是根据本发明的实施方案的多个电解剖图的创建的方法的流程图。如在以上的图2的讨论中所提到的,可选择并行具体实施,以便近似实时地执行算法。假设累积和注释来自多个电极的搏动。通常,对于各个通道同时执行图9所示的过程的实例。如上所述的搏动的注释和累积(图3;图5)可与图9的过程同时发生。另选地,对于不同通道,可以以脱机、同时或顺序方式的许多组合来执行该过程的步骤。在该实施方案中,根据特定患者的形态学图案动态地创建模板。然后将新累积的搏动与模板相关联。

[0079] 在初始步骤131中,选择模板中的一个作为参考模板,并成为一组模板的第一个成员。可在下所述条件下扩充该组。

[0080] 接下来,在步骤133处,选择时间间隔,即,来自通道的相关性的窗口。在步骤135中计算当前时间间隔与参考模板的相关性,如以上在图6的讨论中所述。

[0081] 接下来,在判定步骤137处,确定在步骤135中计算的相关性是否超过预定义的相关性阈值。如果在判定步骤137处的确定是肯定的,则控制前进至步骤139。根据在初始步骤131中选择的参考模板对搏动进行分类。为了创建待使用已知方法创建的电解剖图,积累当前搏动。

[0082] 接下来,在判定步骤141处,确定通道中的更多搏动是否仍待处理。如果在判定步骤141处的确定为否定的,则控制前进至最终步骤143,并且规程终止。如果在判定步骤141处的确定是肯定的,则控制返回到步骤133以用另一个搏动进行迭代。

[0083] 如果在判定步骤137处的确定是否定的,则控制前进至步骤145。引入相移(块81;

图5),并且计算相移的搏动与参考模板之间的相关性以及相移的搏动与已经在过程的先前迭代或过程的其它实例中引入的该组模板的所有其它成员之间的相关性。

[0084] 接下来,在步骤147处,对在步骤145中计算出的相关性进行排名。然后在判定步骤149处,确定最高排名的相关性是否超过预定的相关性阈值。如果步骤149处的确定是肯定的,则控制前进至步骤139,该步骤139用于根据最高相关的模板对搏动分类。

[0085] 如果步骤149处的确定是否定的,则在判定步骤151处,确定在超过最大数目的相移之前,步骤145的迭代是否仍要采用当前搏动执行。如果判定步骤151处的确定是肯定的,则在步骤153中引入新的相移,在该步骤之后控制返回到步骤145。

[0086] 如果判定步骤151处的确定是否定的,则在步骤155处得出结论:当前搏动缺乏与任何现有模板的足够相关性。可出现新型心律失常。根据当前搏动创建新模板,并且将该新模板添加到待于后续迭代中评估的该组模板。然后控制前进至上述判定步骤141。将显然的是,随着新的心律失常在心内电描记图中变得明显,它们将通常缺乏与现有模板的相关性,并且然后被添加到该组模板中。因此,该组模板形成了动态库,该动态库可由该实例和正在采用其它通道执行的进程的其它实例访问。

[0087] 实施例:

[0088] 在图2的高级图表中总结的该算法基于心内电描记图的形态产生特定心律失常的标测。现在参见图10,该图是包含从电描记图获得的搏动的一组描记线,该电描记图根据本发明的实施方案进行分析。

[0089] 现在参见图11并且再次参见图2。图11是示出图10中所示的电描记图与根据本发明的实施方案选择的参考模板(步骤45)之间的相关性的曲线图。使用上述算法获得相关性(图3至图8)。将每个电描记图的信号搏动的形态与自动选择的参考模板的形态图案进行匹配(步骤47)。具有高相关性分数(至少0.85)的搏动被认为表示相同的心律失常。在图11中存在总共1173个数据点。其中767个数据点位于线157之上,并且表示相同的心律失常。

[0090] 如以上所提到的,积累搏动的实例(步骤49),并将其并入到从在特定心律失常期间发生的相关搏动得出的各个标测图中(最终步骤51)。

[0091] 使用分别表征在图10的电描记图中发现的其它心律失常的附加选择的模板来重复该规程。

[0092] 第一另选实施方案:

[0093] 再次参见图9,在该实施方案中,预先准备表示特定心律失常的一个或多个模板。初始步骤131被修改成以来自准备好的模板中的一组参考模板开始该过程,而不是如在先前实施方案中所述的使用第一搏动创建初始参考模板。

[0094] 第二另选实施方案:

[0095] 以上在图5至图7中所述的相关性过程可被注释与模板之间的其它比较替代,例如Pearson相关性、绝对差之和以及平均绝对偏差。

[0096] 本领域技术人员应当理解,本发明不限于上文中特别示出和描述的内容。相反,本发明的范围包括上文所述各种特征的组合与子组合两者,以及本领域的技术人员在阅读上述说明时可想到的不在现有技术范围内的其变型和修改。

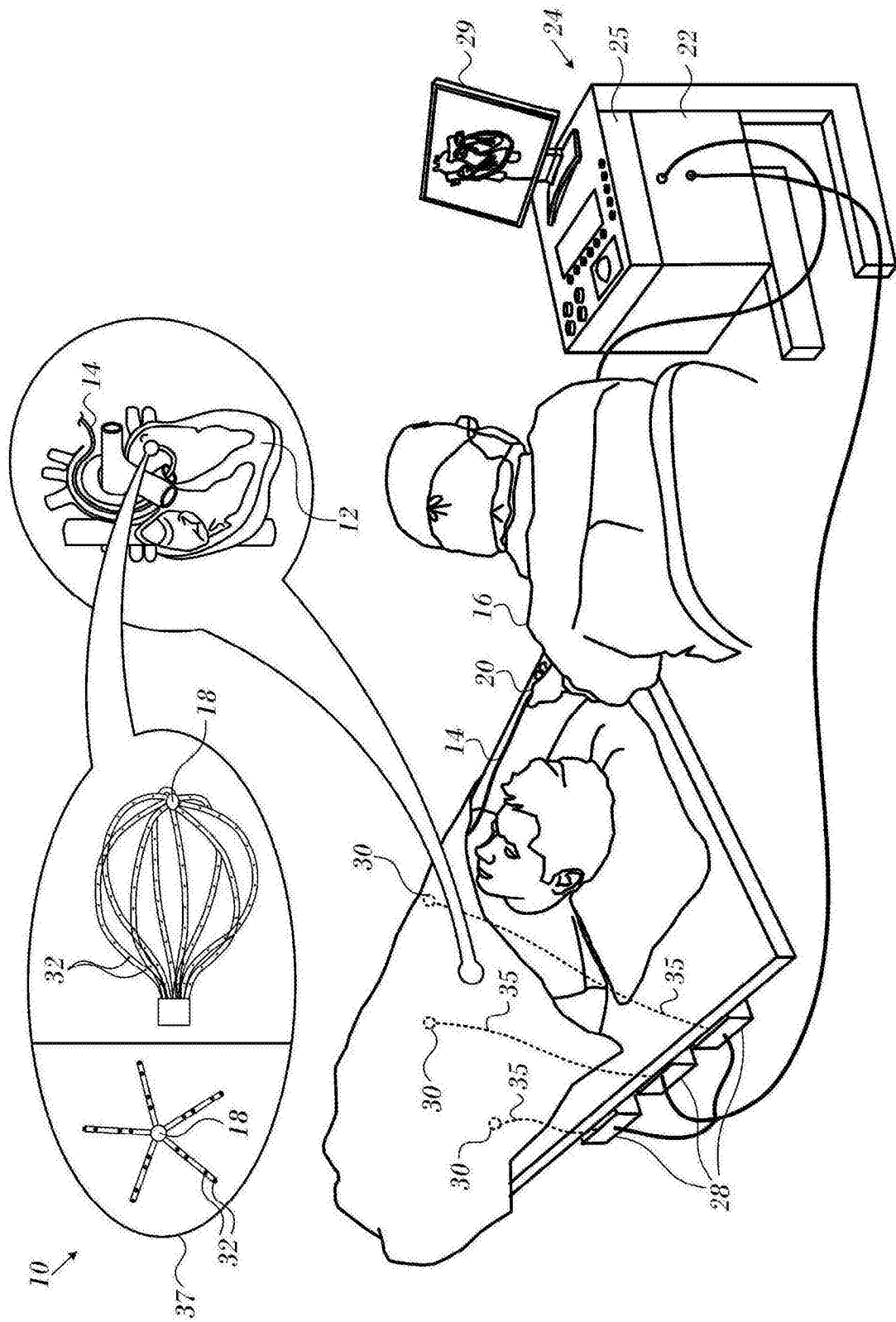


图1

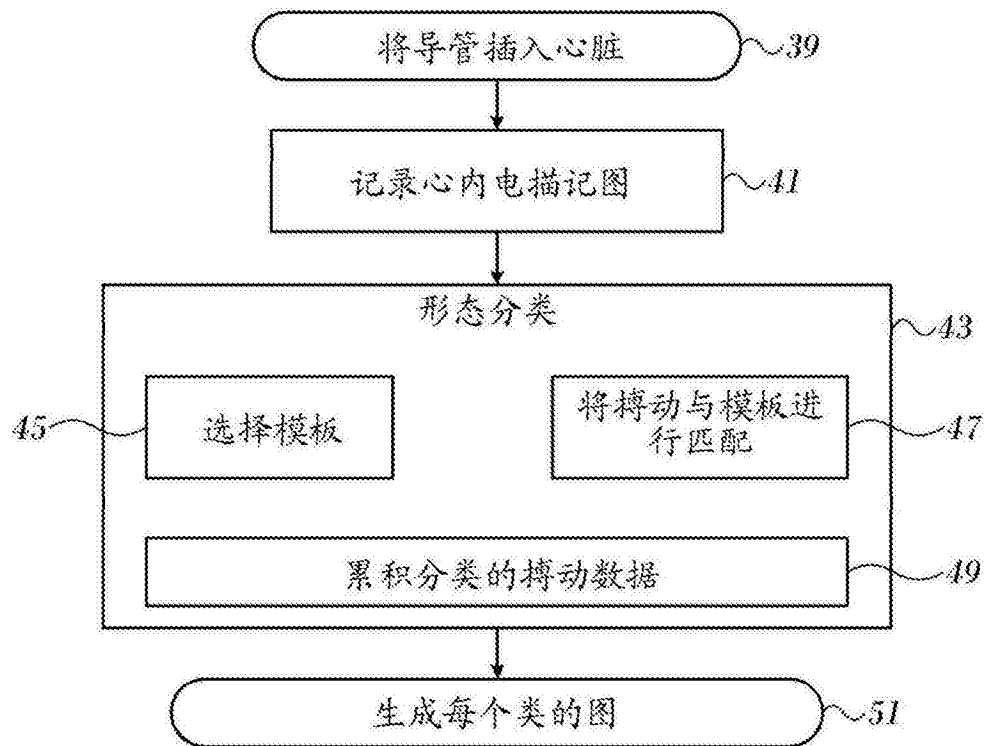


图2

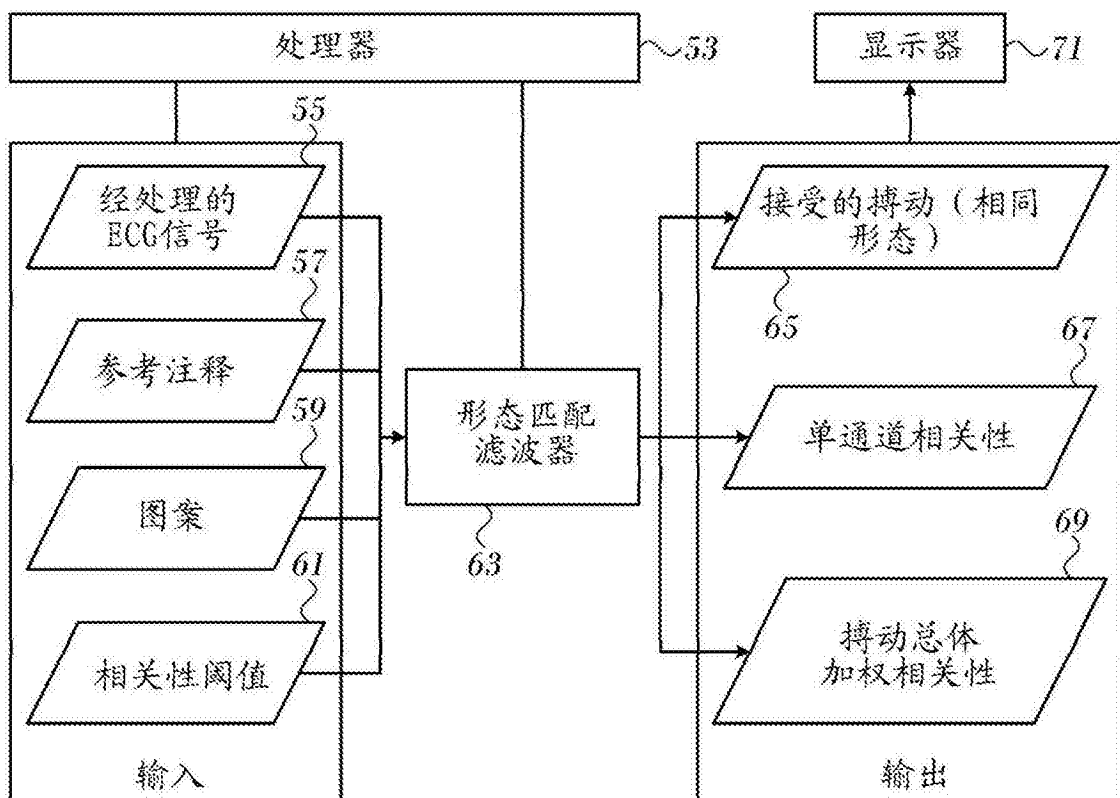


图3

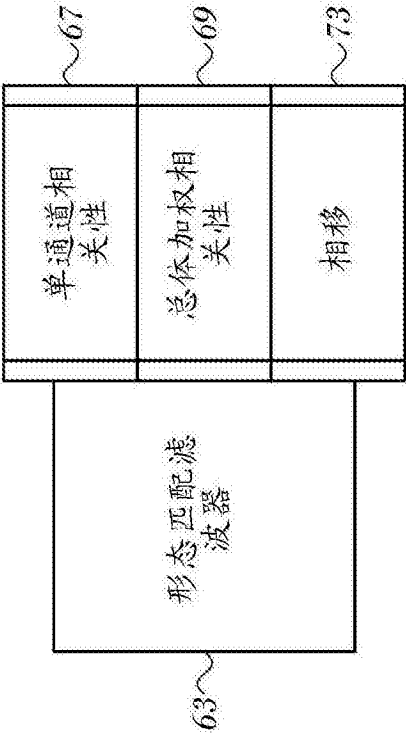


图4

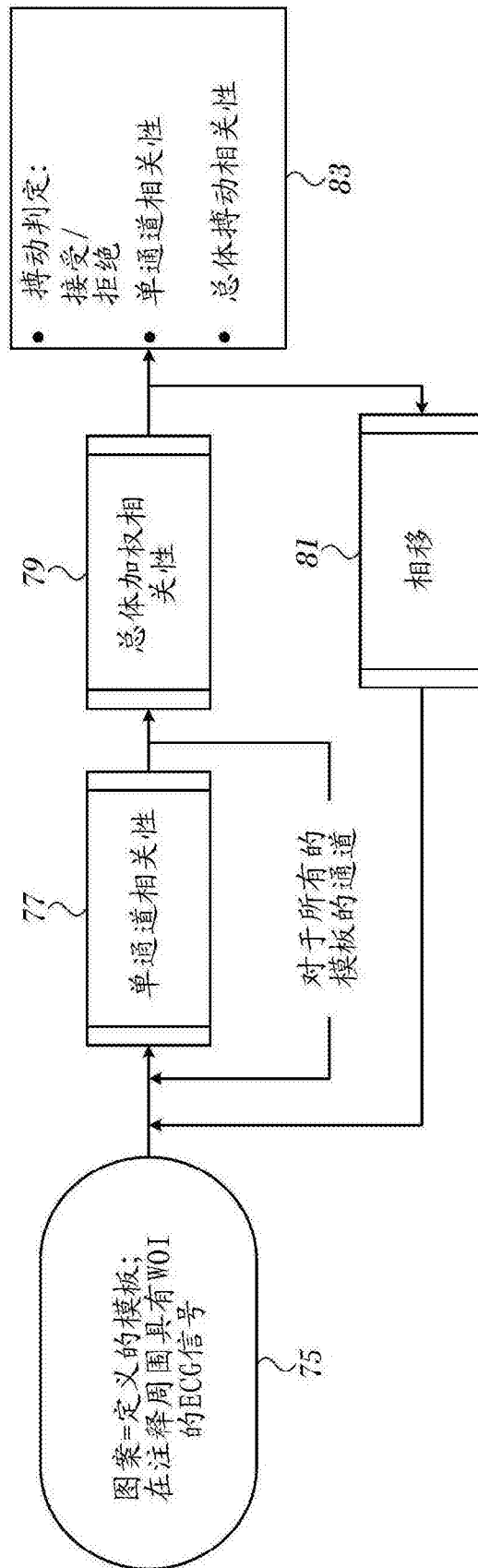


图5

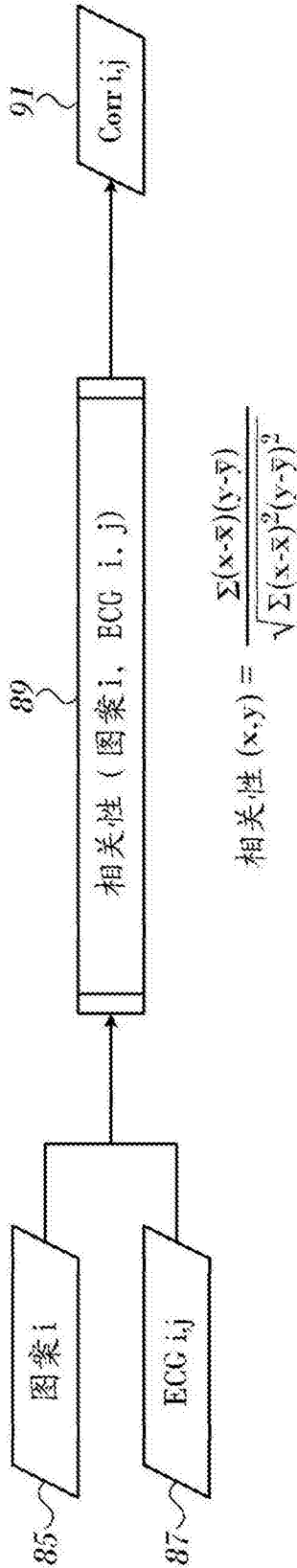


图6

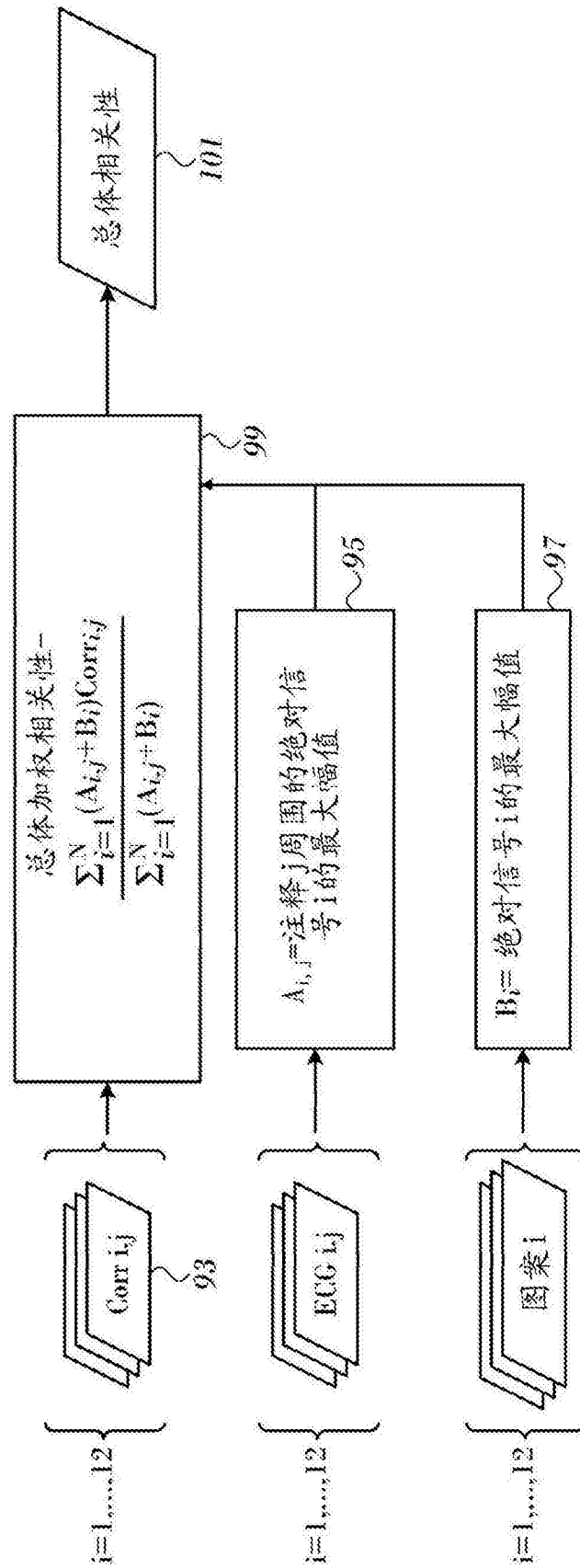


图7

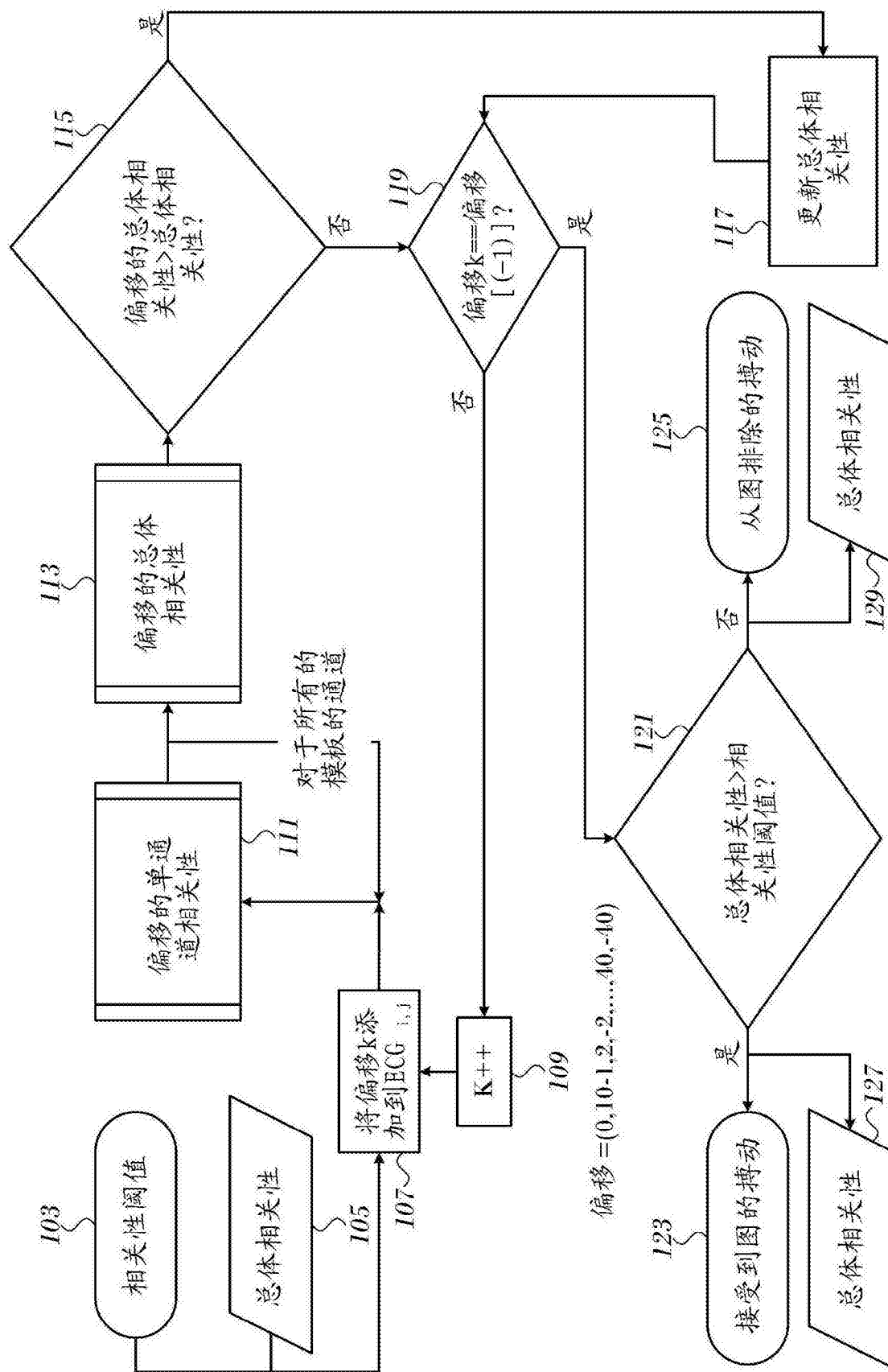


图8

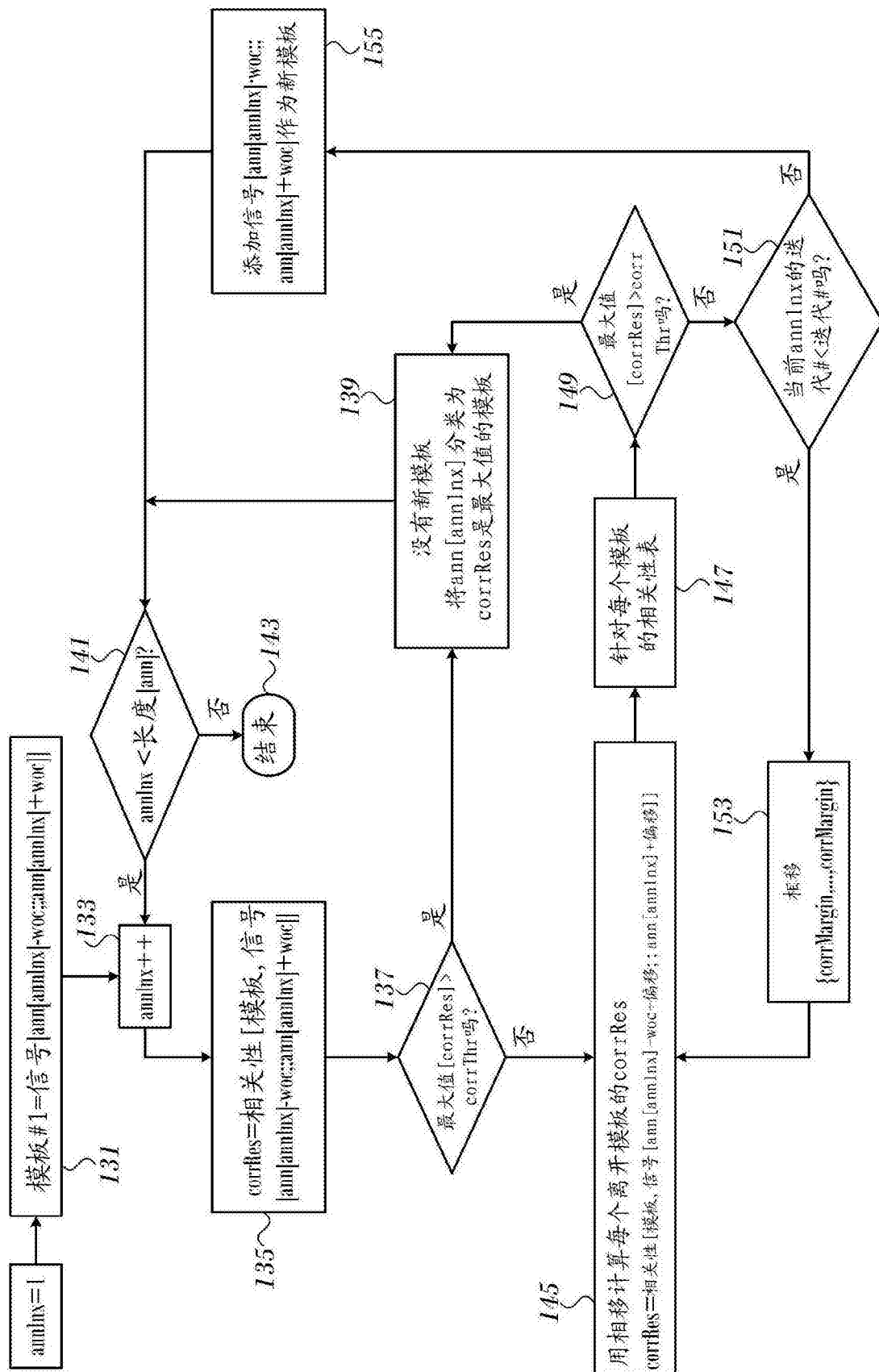


图9

形态图案, 10个单极IC通道

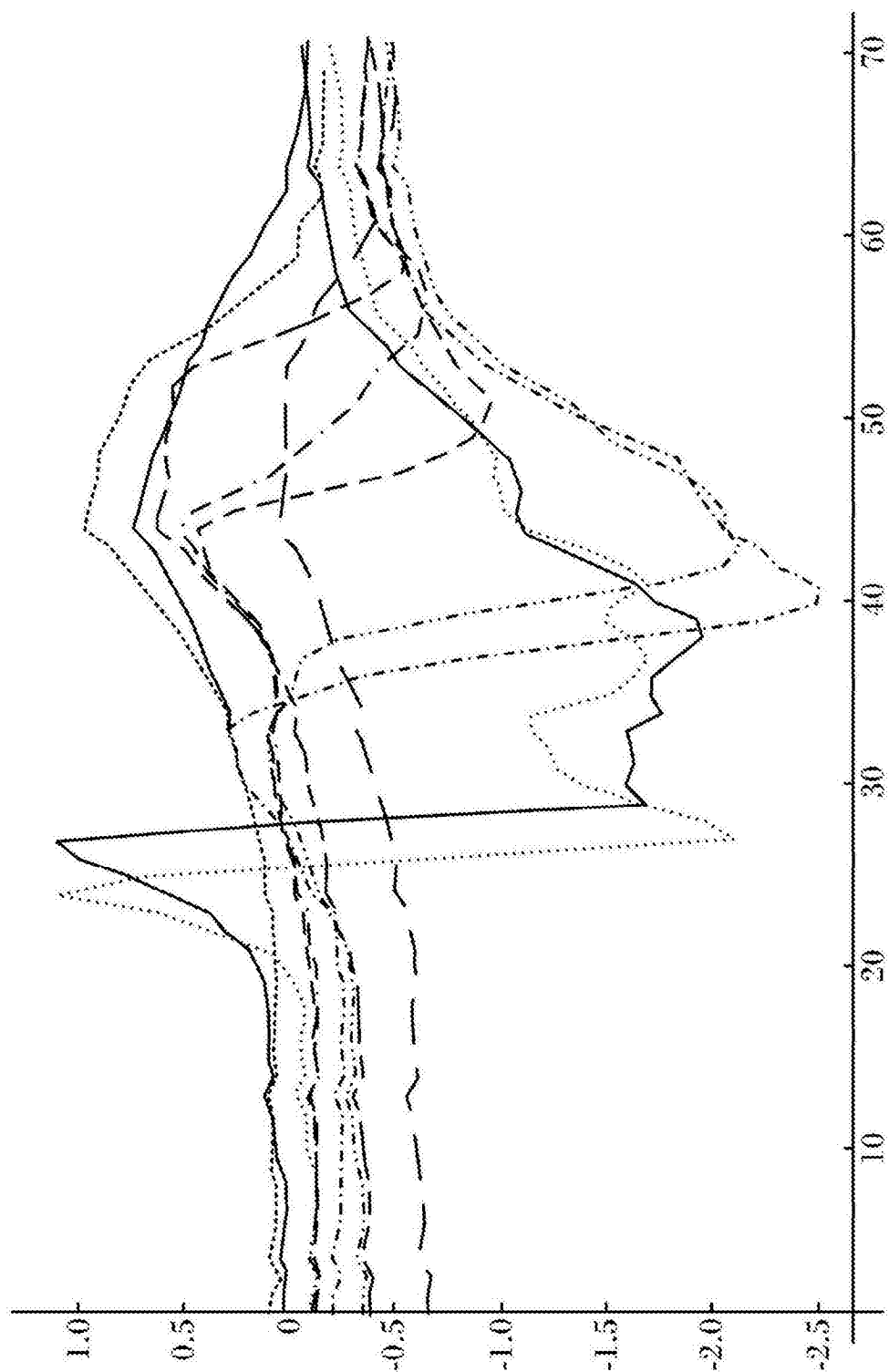


图10

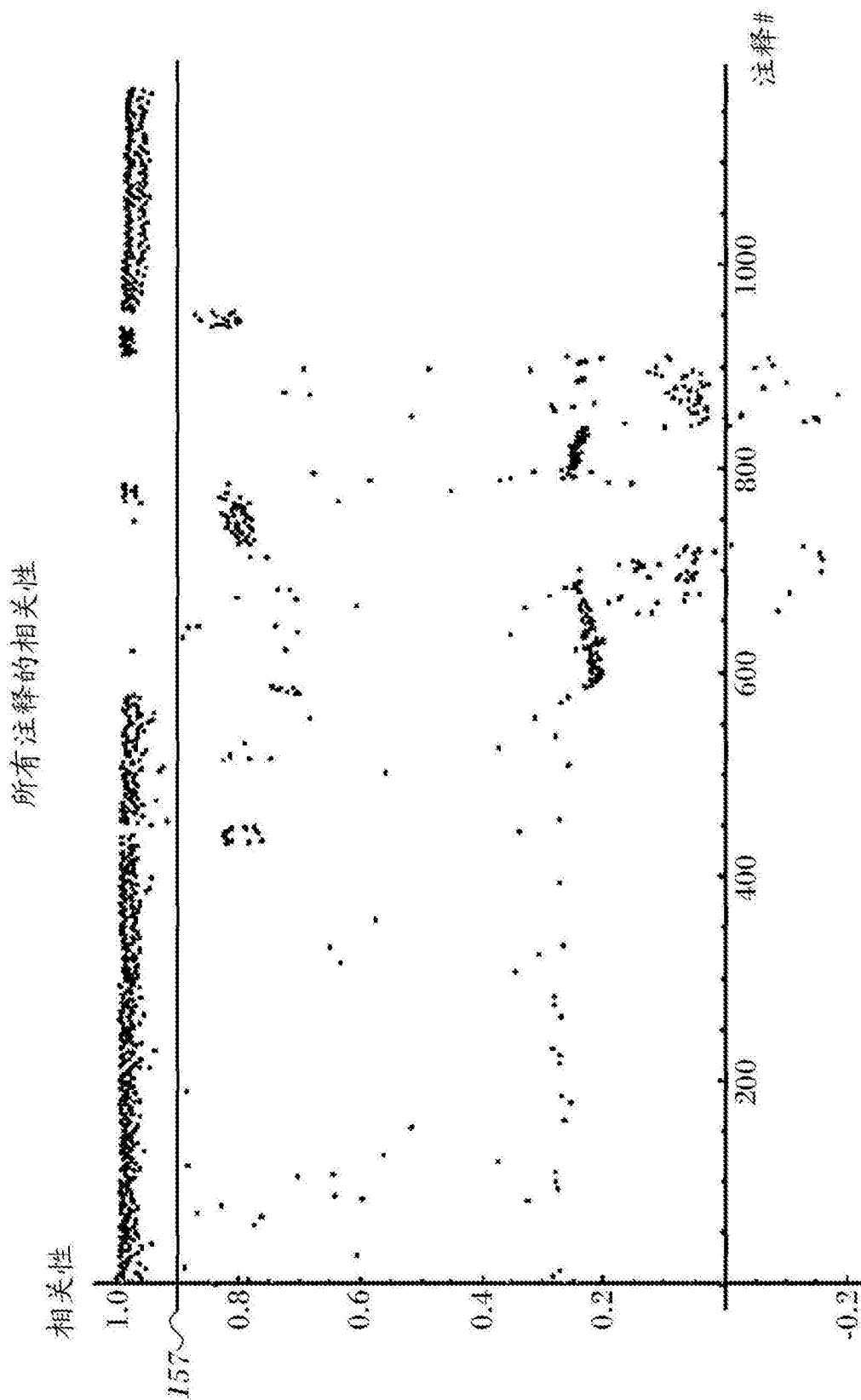


图11

专利名称(译)	多个电解剖图的自动创建		
公开(公告)号	CN107582042A	公开(公告)日	2018-01-16
申请号	CN2017110548826.5	申请日	2017-07-06
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
[标]发明人	O 伊云 N 萨洛蒙 G 吉瓦蒂 E 古兹 V 鲁宾斯泰恩 M 巴 塔 M 兹夫 阿里		
发明人	O.伊云 N.萨洛蒙 G.吉瓦蒂 E.古兹 V.鲁宾斯泰恩 M.巴-塔 M.兹夫-阿里		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/7275 A61B5/04012 A61B5/0422 A61B5/044 A61B5/0452 A61B5/04525 A61B5/6858 A61B5/7246 G09B23/288 G09B23/30 G16H50/20 G16H50/70		
代理人(译)	郑浩		
优先权	15/202990 2016-07-06 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明题为“多个电解剖图的自动创建”。以多个通道记录心脏电描记图。根据搏动的形态学特征与一组模板的成员的相似性，自动地将搏动归类为相应的分类。由分类的搏动生成心脏的相应电解剖图。

